

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 8/00

識別記号

庁内整理番号

F I

A 6 1 B 8/00

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平8-152518

(22) 出願日 平成8年(1996)6月13日

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 望月 剛

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
株式会社内

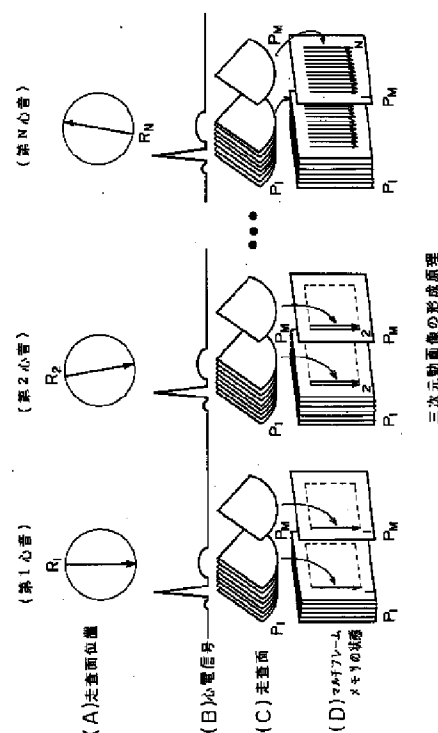
(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の超音波診断装置では心臓などの運動する臓器を三次元画像で表示すると画像処理の間に臓器が動いてしまい、歪みのない三次元画像を構成できないという問題があった。

【解決手段】 心電信号に同期して走査面の位置が可変設定される。各走査面位置においてM個の走査面が形成される。1つの走査面当たり1つの画素値列が得られ、それぞれマルチフレームメモリの各プレートに格納される。N心拍分の取込みを行うことにより、マルチフレームメモリには1心拍内における各時相の三次元超音波画像が格納される。各プレートを順次表示することにより三次元動画像を表示できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波ビームを第1方向に走査して走査面を形成する機能とその走査面を第2方向に走査する機能とを備えた超音波探触子と、
観察すべき臓器の1運動周期内において走査面位置を固定しつつM個の走査面を形成すると共に、運動周期に同期させてその走査面位置を第2方向にN段階可変させる走査制御手段と、
各走査面ごとにその走査面に対応する画素値列を生成する画像処理手段と、
N個の画素列からなる超音波画像をMフレーム分格納する記憶手段と、
前記記憶手段からM枚の超音波画像を臓器運動の時系列順で読み出して表示する表示制御手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、
前記画像処理手段は、超音波ビームに沿ってエコーデータの処理を行って各超音波ビームに対応する画素の画素値を演算することにより、前記走査面に対応する画素値列を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項1記載の装置において、
前記超音波探触子は、
前記第1方向に複数の振動素子が整列した電子走査されるアレイ振動子と、
前記アレイ振動子を前記第2方向へ機械走査する走査機構と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項3記載の装置において、
前記走査機構は、走査面を平行移動又は回転移動させるものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項1記載の装置において、
前記走査制御手段は、臓器運動を表す生体信号に同期させて走査制御を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置、特に超音波ビームを三次元走査して三次元超音波画像を形成する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】三次元超音波画像を形成する場合、例えば、超音波ビームを電子走査して形成される走査面を機械的に順次移動走査して立体的なエコーデータ取り込み空間が形成される。これにより得られた各エコーデータはいったん三次元エコーデータメモリに格納され、各エコーデータに基づき三次元画像処理を行って三次元超音波画像が形成される。このように、三次元超音波画像に当たっては、多数の走査面を形成しなければならないため、通常、1枚の三次元超音波画像を形成するためには数秒程度かかってしまう。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】従って、心臓などの拍動する臓器を三次元超音波画像で表示すると、エコーデータの取り込み開始から取り込み終了までの間に臓器が動いてしまい、三次元画像を構成できないという問題があった。また、同様の理由から運動している臓器の三次元動画像を表示することも極めて困難であった。なお、臓器の疾病診断精度を向上させるために、三次元動画像で当該臓器を表示することが切望されている。

【0004】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、運動する臓器の三次元画像を動画像として表示できる超音波診断装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は、超音波ビームを第1方向に走査して走査面を形成する機能とその走査面を第2方向に走査する機能とを備えた超音波探触子と、観察すべき臓器の1運動周期内において走査面位置を固定しつつM個の走査面を形成すると共に、運動周期に同期させてその走査面位置を第2方向にN段階可変させる走査制御手段と、各走査面ごとにその走査面に対応する画素値列を生成する画像処理手段と、N個の画素列からなる超音波画像をMフレーム分格納する記憶手段と、前記記憶手段からM枚の超音波画像を臓器運動の時系列順で読み出して表示する表示制御手段と、を含むことを特徴とする。

【0006】上記構成によれば、臓器運動の第1周期において同じ走査面位置でM個の走査面が形成され、次の第2周期では走査面位置が1段階シフトされてその位置でM個の走査面が形成され、これが第N周期まで繰り返される。この時、各走査面のエコーデータを処理して得られる画素値列は記憶手段に記憶される。よって、第N周期まで取り込みが行われると、記憶手段には、互いに時相が異なる三次元画像（立体的透視画像、積算画像、透視画像など）がM枚分格納されることになる。よって、これらの三次元画像を順次表示すれば、運動する臓器の三次元画像を動画像として表示可能である。これにより、擬似的にリアルタイム三次元動画像を表示可能である。

【0007】本発明の好適な態様では、前記画像処理手段は、超音波ビームに沿ってエコーデータの処理を行って各超音波ビームに対応する画素の画素値を演算することにより、前記走査面に対応する画素値列を生成する。このように超音波ビームに沿ってエコーデータの処理を行えば、エコーデータの時系列に沿って画像処理を行えるので、画像処理時間を大幅に削減できる。なお、三次元画像処理手法としては、ボリュームレンダリング法、積算法、投影法などの各種の手法を適用できる。

【0008】本発明の好適な態様では、前記超音波探触子は、前記第1方向に複数の振動素子が整列した電子走査されるアレイ振動子と、前記アレイ振動子を前記第2

方向へ機械走査する走査機構と、を含む。すなわち、電子走査と機械走査の組み合わせにより超音波ビームを三次元走査するものである。この場合、電子走査は走査面形成のために行われ、機械走査は走査面の移動のために行われる。

【0009】本発明の好適な態様では、前記走査機構は、走査面を平行移動又は回転移動させるものである。すなわち、本発明は走査面を平行移動させて立方体状の三次元エコーデータ取り込み空間を形成する場合や走査面を回転移動させて円錐又は円柱状のエコーデータ取り込み空間を形成する場合の両者に適用できる。ここで、走査面の回転には揺動なども含まれる。

【0010】本発明の好適な態様では、前記走査制御手段は、臓器運動を表す生体信号に同期させて走査制御を行うことを特徴とする。ここで、生体信号は例えば心電信号、呼吸信号、脈波信号などであり、いずれにしても観察する臓器の運動周期を表す信号である。この生体信号は走査面の位置可変用の信号のほか、記憶手段への書き込み制御の同期信号などとして利用される。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基いて説明する。

【0012】図1には、本発明に関連する三次元超音波画像の形成原理が示されている。図1 (A) には超音波ビーム100を例えば扇状に走査して形成される走査面 S_1 が示されている。この走査面 S_1 はその中心を通る軸を回転軸として回転される。すなわち走査面 S_1 は回転角 R_1 における走査面である。このような走査面の回転により、底面が球面状をなす円錐形状の三次元エコーデータ取込み空間が形成される。本発明に係る超音波診断装置においては、画像処理時間を削減するために超音波ビーム100に沿ってエコーデータの処理が行われる。すなわち、例えばボリュームレンダリング法や積算法などの手法を利用してエコーデータがその時系列に沿って処理され、画素の画素値 D_j が求められる。したがって、1つの走査面ごとに図1 (B) に示すような画素値列 L_1 が得られる。上述のように、画素値列 L_1 を構成する各画素値 D_j は走査角 θ_j の超音波ビームに対応するデータである。

【0013】よって、走査面を回転させると、各回転位置で画像処理により画素値列 L_1 が順次得られることになり、それらの画素値列 L_1 はフレームメモリ102に格納される。これが図1 (C) に示されている。1回の回転走査当たり走査面が N 個形成される場合、フレームメモリ102上には N 個の画素値 L_1 が格納される。

【0014】そして、デジタルスキャンコンバータ(DSC)104は図1 (D) に示すように、各画素値列 L_1 に対して極座標から直角座標への変換を行う。すなわち、各画素値列 L_1 が $X-Y$ 座標面上に描かれ、これにより形成された三次元超音波画像が表示器に表示され

る。

【0015】以上の原理によれば、超音波ビームに沿って時系列順でエコーデータが画像処理されるため、生体内で静止している臓器であればほぼ問題なくその臓器の三次元画像を表示できる。しかしながら、例えば心臓などの運動する臓器に対して図1に示す画像処理を適用すると、複数の走査面を形成している間に、その臓器が動いてしまい歪んだ三次元画像となってしまう。

【0016】この問題を解決するための三次元動画画像の形成原理が図2に示されている。

【0017】図2における(A)には走査面の位置が示され、(B)には生体信号としての心電信号が示され、(C)には1心拍中で M 個形成される走査面が示され、(D)には三次元超音波画像を M フレーム分格納可能なマルチフレームメモリの状態が示されている。

【0018】まず、心電信号を基準とした第1心拍においては走査面の位置が R_1 とされ、その走査面の位置を固定しつつ1心拍中で M 回の電子走査が行われ、すなわち M 枚の走査面が形成される。マルチフレームメモリは、 $P_1 \sim P_M$ までの M 枚のプレートで構成されており、各走査面を画像処理して得られた画素値列(図1参照)は各走査面に対応するプレートに書込まれる。この場合、各プレートにおいては、第1心拍における走査面の位置 R_1 に対応するアドレスに各画素値列が格納される。次に、第2心拍においては走査面の位置が1ステップシフトされて R_2 とされ、その走査面の位置を固定した状態で第2心拍中で上記同様に M 枚の走査面が形成される。この走査面の形成により得られる各画素値列は、各走査面に対応するプレートに書込まれる。この場合、各プレートにおいては、第2心拍における走査面 S_1 の位置 R_2 に対応するアドレスに各画素値列が格納される。

【0019】以上のような心電信号に同期した処理を第 N 心拍まで行くと、マルチフレームメモリ内には臓器の1運動周期中における互いに時相の異なる M 枚の三次元超音波画像が格納されることになる。すなわち、各プレートは、ある時相の三次元超音波画像に相当している。したがって、プレート P_1 から P_M までの各プレートの画像データを順次画像表示すれば、運動する臓器の三次元動画画像を表示することが可能となる。そして、それを繰返し行えばすなわちループ再生を行えばあたかもリアルタイム画像処理が成されているような三次元動画画像を表示できる。

【0020】1枚の走査面は1回の電子走査により形成され、その電子走査は臓器の運動と比較して極めて高速であるため、1電子走査当たりの画像の歪は問題とならない。また、 N 周期中のある周期において、臓器が他の周期とは異なる運動をした場合には動画画像の全体にわたって画像に歪が生じてしまうため、その場合には再度データの取込みを行えばよい。そのような歪を解消する画

像処理を付加してもよい。

【0021】なお、図2に示す三次元動画像の形成原理は、例えば矩形の走査面がその走査面と平行移動して立方体状の三次元データ取込み空間が形成される場合、あるいは他の形状の三次元エコーデータ取込み空間が形成される場合など各種の方式に適用できる。

【0022】次に、図3を用いて本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について説明する。図3は超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0023】超音波探触子10は三次元エコーデータ取込み用超音波探触子であり、大別してアレイ振動子12と駆動機構14とで構成される。アレイ振動子12は直線配列された複数の振動素子で構成され、そのアレイ振動子12に対して電子走査を行えば超音波ビーム100が扇状に走査されて走査面102が形成される。

【0024】駆動機構14は例えばモータなどを基本とする機構からなるものであり、アレイ振動子12を回転駆動するものである。

【0025】モータ制御部18は駆動機構14の制御を行うものであり、心電計(ECG)16から出力された心電信信号104に同期させて走査面102の位置可変を制御している。心電計16から出力された心電信信号104は送受信制御部20に出力されており、送受信制御部20はその心電信信号104に同期して送受信制御を行っている。送受信制御部20からアレイ振動子12に送信信号が供給されると超音波ビーム100が形成され、送受信制御部20の制御によってその超音波ビーム100が電子走査される。これにより得られた受信信号は送受信制御部20において増幅、検波などの処理がなされた後、画像演算部22に出力される。

【0026】本実施形態において、画像演算部22は超音波ビームに沿って各エコーデータの処理を行うものであり、すなわち時系列順でエコーデータの処理を行って各超音波ビームごとに画素値を演算している。これは図1(A)及び(B)に示したとおりである。

【0027】マルチフレームメモリ24は図2に示したように仮想的な複数のプレート $P_1 \sim P_M$ で構成されるものであり、上述したように各プレートは各時相における三次元超音波画像を格納するメモリに相当する。書き込み制御部26は、モータ制御部18から出力される同期信号にしたがって、画像演算部22から出力される画素

値データの書き込み制御を行っている。これについては図2(D)に示したとおりである。

【0028】ループ再生制御部28は、各プレートの画像データを時系列順で順次読み出してDSC30に出力する回路である。このループ再生制御部28はプレート $P_1 \sim P_M$ までのプレートセットを繰返し読み出している。

【0029】DSC30は図1(D)に示したような機能を有し、すなわち座標変換機能などを有する。DSC30から出力された超音波画像は表示器32に表示される。この場合、ループ再生制御部28の制御により、1心拍内の各時相の三次元超音波画像がその時系列順で順次表示され、あたかもリアルタイムで観察しているような臓器の三次元動画像を表示できる。

【0030】図3に示す超音波診断装置は、例えば食道などに体腔内用超音波探触子を挿入して心臓の三次元超音波画像を形成する装置として利用できる。もちろん、そのような体腔内における超音波診断のほか、体表上から例えば心臓の三次元超音波画像を表示する超音波診断装置にも適用できる。

【0031】なお、本実施形態では、心電信信号のR波に同期して各種の制御を行っているが、他の波に同期させて制御を行ってもよい。あるいは心電信信号以外の生体信号に基づいて制御を行ってもよい。

【0032】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば、運動する臓器の三次元画像を動画像として表示でき、疾病診断精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に関連する三次元画像の形成原理を示す説明図である。

【図2】 本発明に係る三次元動画像の形成原理を示す説明図である。

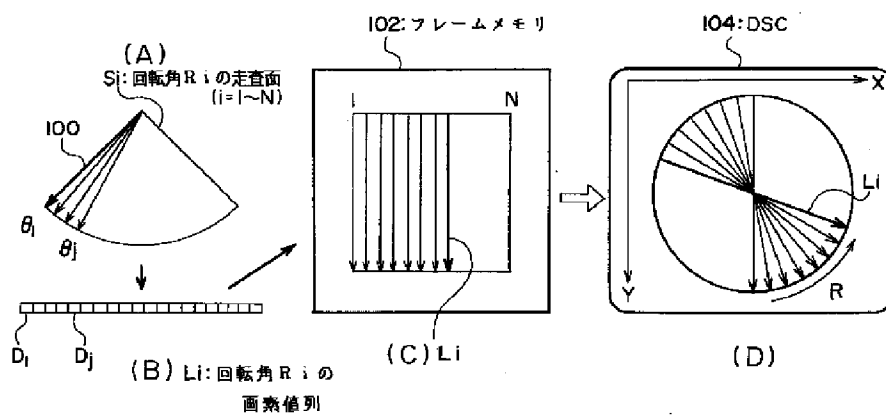
【図3】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

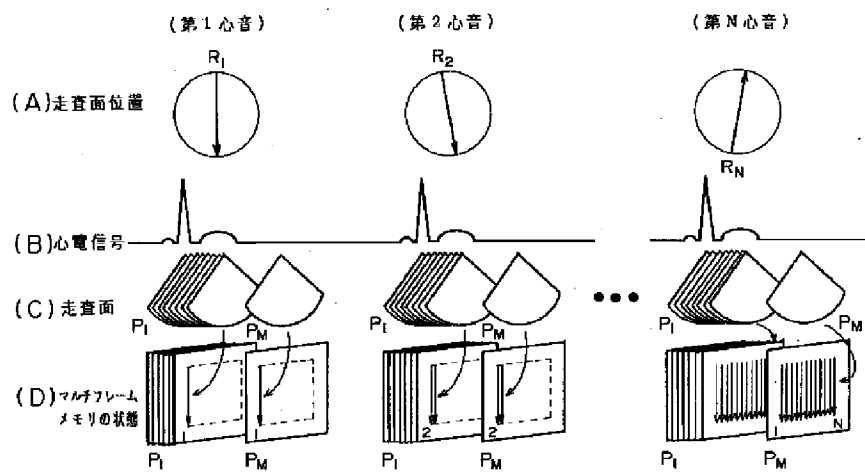
10 超音波探触子、16 心電計、18 モータ制御部、20 送受信制御部、22 画像演算部、24 マルチフレームメモリ、26 書き込み制御部、28 ループ再生制御部、30 DSC、32 表示器。

【図1】

三次元画像の形成原理



【図2】



三次元動画画像の形成原理

【図3】

